

PCT/JP 2004/005928

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

23. 4. 2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日                      2 0 0 3 年    4 月 2 4 日  
Date of Application:

出 願 番 号                      特 願 2 0 0 3 - 1 1 9 4 0 3  
Application Number:  
[ST. 10/C]:                      [ J P 2 0 0 3 - 1 1 9 4 0 3 ]

REC'D 0.1 JUL 2004	
WIPO	PCT

出 願 人                      株式会社日立メディコ  
Applicant(s):

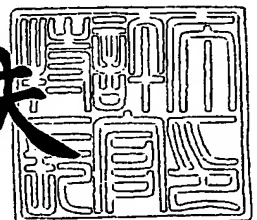
BEST AVAILABLE COPY

PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 4 年    6 月    2 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



出証番号    出証特 2 0 0 4 - 3 0 4 7 2 2 7

【書類名】 特許願

【整理番号】 02591

【提出日】 平成15年 4月24日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
                        株式会社日立メディコ内

    【氏名】 瀧澤 将宏

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
                        株式会社日立メディコ内

    【氏名】 高橋 哲彦

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地  
                        株式会社日立製作所 中央研究所内

    【氏名】 谷口 陽

【特許出願人】

    【識別番号】 000153498

    【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号

    【氏名又は名称】 株式会社日立メディコ

    【代表者】 猪俣 博

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 008383

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

    【物件名】 図面 1

    【物件名】 要約書 1

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、スライス方向と位相エンコード方向と周波数エンコード方向の傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体内の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルスを照射する高周波磁場送信手段と、核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出するエコー信号受信手段と、前記エコー信号受信手段で検出したエコー信号を用いて画像再構成の演算を行う信号処理手段と、前記エコー信号を受信するパルスシーケンスを制御するパルスシーケンス制御手段とを備える磁気共鳴イメージング装置において、

(1-1) 前記エコー信号受信手段は 2 以上の高周波受信コイルユニットを組み合わせて成るマルチプル高周波受信コイルを備え、

(1-2) 前記信号処理手段は前記マルチプル高周波受信コイルで受信したエコー信号群に対して、前記高周波受信コイルユニットの感度分布データに基づいてパラレルイメージング法を適用して再構成画像上の折り返しアーチファクトを除去する手段を備え、

(1-3) 前記パルスシーケンス制御手段は、ブロック間の回転角と 1 ブロックあたりのエコー数と前記エコー信号の取得間隔を可変にできるプロペラサンプリング法に基づくパルスシーケンスを実行する手段を備え、

(1-4) 前記プロペラサンプリング法の 1 ブロックあたりのエコー数を減じて前記マルチプル高周波受信コイルで受信した前記エコー信号群に内在する前記再構成画像上の折り返しアーチファクトを前記パラレルイメージング法によって除去する手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 請求項 1 に於いて、前記信号処理手段は、任意の計測空間上の前記エコー信号群のデータを別の計測空間上へ再配置する再配置手段を備え、

(2-1) 前記ブロック毎に、

(2-1-1) 前記折り返しアーチファクトを除去して得られた前記再構成画像を逆フーリエ変換して当該ブロックに対応する計測空間上のエコー信号群に戻

(2-1-2) (2-1-1) のエコー信号群を前記再配置手段により任意の同一計測空間の座標系に再配置し、

(2-2) 全ブロックに関する (2-1-2) の同一計測空間の座標系に再配置されたエコー信号群を、この同一計測空間の座標系で合成し、

(2-3) (2-2) の合成後のエコー信号群を前記画像再構成用のデータとする手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】 請求項 2 に於いて、任意の前記ブロックにおいて前記感度分布データ用のエコー信号群を取得し、当該エコー信号群から当該ブロックの座標系における前記感度分布データを作成する手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】 請求項 2 に於いて、前記ブロック毎に、

(4-1) 当該ブロックに対応する前記計測空間を少なくとも 2 以上の空間周波数領域に分割し、

(4-2) 分割した空間周波数領域のうち、低空間周波数領域で取得するエコー信号群には、第 1 の位相エンコードステップを適用し、

(4-3) 分割した空間周波数領域のうち、高空間周波数領域で取得するエコー信号群には、第 1 の位相エンコードステップよりも大きい、第 2 の位相エンコードステップを適用し、

(4-4) 前記低空間周波数領域のエコー信号群を抽出して当該ブロックの座標系における前記感度分布データとし、

(4-5) 当該ブロックの全エコー信号群の中から前記第 2 の位相エンコードステップに対応するエコー信号群を選択して前記画像再構成用のデータとする手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】 請求項 3 または請求項 4 に於いて、

(5-1) 少なくとも 1 以上の前記ブロックにおける前記感度分布データ用のエコー信号群を取得し、当該感度分布データ用のエコー信号群のみを用いて当該ブロックにおける前記感度分布データを作成し、

(5-2) 他のブロックにおける前記感度分布データは、(5-1) のブロックにおいて求められた前記感度分布データを当該他のブロックの回転角に応じて座

【プルーフの要否】 要

標系を再配置して作成する手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】 請求項 3 または請求項 4 において、

(6-1) 前記ブロック毎に取得した前記感度分布データ用のエコー信号群を、任意の同一計測空間の座標系に再配置して合成し、

(6-2) (6-1) の同一計測空間の座標系で合成したエコー信号群を前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻し、

(6-3) (6-2) の前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻されたエコー信号群を当該ブロック毎の前記感度分布データ用のエコー信号群とする手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】 請求項 3 または請求項 4 において、

(7-1) 前記ブロック毎に取得した前記感度分布データ用のエコー信号群を、任意の同一計測空間の座標系に再配置して合成し、

(7-2) (7-1) の同一計測空間の座標系で合成したエコー信号群を 2 次元フーリエ変換して前記感度分布データを求め、

(7-3) (7-2) の感度分布データを前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻すことによって当該ブロック毎の感度 分布データとする手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】 請求項 3 または請求項 4 において、

(8-1) 前記ブロック毎に取得したエコー信号群のうち前記低空間周波数領域のエコー信号群を任意の同一計測空間の座標系に再配置して合成し、

(8-2) (8-1) の同一計測空間の座標系で合成したエコー信号群を、前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻し、

(8-3) (8-2) の前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻されたエコー信号群を当該ブロック毎の前記感度分布データ用のエコー信号群とする手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】 請求項 3 または請求項 4 において、

(9-1) 前記ブロック毎に取得したエコー信号群のうち前記低空間周波数領域のエコー信号群を任意の同一計測空間の座標系に再配置して合成し、

(9-2) (9-1) の同一計測空間の座標系で合成されたエコー信号群を、2次元フーリエ変換して前記感度分布データを求め、

(9-3) (9-2) の感度分布データを前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻すことによって当該ブロック毎の感度分布データとする手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項10】 請求項2に於いて、任意の前記ブロックに関する過去に取得したエコー信号群を、当該ブロックで新たに取得したエコー信号群で置き換えた後に画像再構成することにより、同一断面の時間的に連続な撮影を行う手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【0001】

#### 【発明の属する技術分野】

本発明は、核磁気共鳴 (NMR) 現象を利用して被検体の検査部位の断層画像を得る磁気共鳴イメージング装置 (以下「MRI装置」という) に関し、特にプロベラサンプリング法と複数の高周波受信コイルを用いたパラレルイメージング法とを組み合わせて、撮影時間と画像再構成時間を短縮する技術に関する。

##### 【0002】

#### 【従来の技術】

MRI装置では、撮影中に被検体が動いた場合、その影響は画像全体に及び、位相エンコード方向に画像が流れた様なアーチファクト (以下、「体動アーチファクト」と呼ぶ) が生じる。これは、一般的に計測空間 (いわゆる「k-空間」といわれる空間) 上の各格子点のエコー信号をサンプリングするに際し、周波数エンコード方向に平行なサンプリングを位相エンコード方向に繰り返す (以下、「直交系 (Cartesian) サンプリング法」という) 為である。

##### 【0003】

この直交系 (Cartesian) サンプリング法に対して、非直交系 (Non-cartesian) サンプリングと呼ばれる手法があり、ラディアルサンプリング法 (非特許文献1)、プロベラサンプリング法 (非特許文献2) がその一例である。これらは高速に撮影を行うことができるため、体動アーチファクトを低減することができ、リア

ルタイムイメージングや高速に拍動する心臓撮影に適用されつつある。

#### 【0004】

ラディアルサンプリング法は、計測空間の略一点を回転中心として回転角を変えながら放射状にサンプリングを行い、一枚の画像再構成に必要なエコー信号を得る技術である。ラディアルサンプリング法を用いて撮影を行った場合、放射状にサンプリングを行うことから、体動アーチファクトが画像の周辺に散らばる（つまり、注目すべき視野の外側へ出る）ため、他の一般的サンプリング法の撮影と比較して体動アーチファクトが目立たなくなり、体動に対してロバストといわれている。

#### 【0005】

プロペラサンプリング法は、ラディアルサンプリング法に位相エンコードの概念を適用した手法である。このプロペラサンプリング法では、全計測を複数のブロックに分割し、各ブロックを異なる計測空間の回転角で計測する。各ブロック内では、1つの回転角に対して、通常計測の場合と同様に位相エンコードパルスが付加して複数のエコー信号を取得し、これを回転角毎に繰り返して一枚の画像再構成に必要な全てのエコー信号を取得する。このようにプロペラサンプリング法では、計測空間の低空間周波数領域を重複して計測するため、体動による信号の変動を抽出でき体動補正が可能となるとの報告（非特許文献2）もある。

#### 【0006】

また、MRI装置における撮影時間短縮の手法として、パラレルイメージング法が公知（非特許文献3）である。パラレルイメージング法では、局所的で不均一な感度分布を有する複数の高周波受信コイルを組み合わせるマルチプル高周波受信コイルを用いて、再構成画像上に生じた折り返しアーチファクトを除去する手法であり、一枚の画像再構成に必要なエコー数を低減できることから、パルスシーケンスの繰り返し回数を減らせ、撮影時間を短縮することが可能である。

#### 【0007】

さらなる高速化を実現するために、非直交系サンプリング法の一つであるスパイラルサンプリング法とパラレルイメージング法を融合する例も公知（非特許文献4）である。スパイラルサンプリング法では、計測空間の略一点を中心として



螺旋状にサンプリングを行い、一枚の画像再構成に必要なエコー信号を得る。

【0008】

【非特許文献1】

G.H.Glover et.al., Projection Reconstruction Techniques for Redution of Motion Effects in MRI, Magnetic Resonance in Medicine 28:275-289 (1992)

【0009】

【非特許文献2】

Magnetic Resonance in Medicine 42:963-969, 1999, James G.Pipe, Motion Correction With PROPELLER MRI: Application to Head Motion and Free-Breathing Cardiac Imaging

【0010】

【非特許文献3】

Magnetic Resonance in Medicine 30:142-145, 1993, J.B.Ra, C.Y.Rim, Fast Imaging Using Subencoding Data Sets from Multiple Detectors

【0011】

【非特許文献4】

Magnetic Resonance in Medicine 46:638-651, 2001, Klaas P.Pruessmann, Markus Weiger, Peter Börnert, and Peter Boesiger, Advances in Sensitivity Encoding With Arbitrary k-Space Trajectories

【0012】

【発明が解決しようとする課題】

以上のような非直交サンプリング法にパラレルイメージング法を適用する場合、一般化した折り返しの展開アルゴリズムによる折り返しアーチファクトの除去が必要であり、そのため演算時間が非常に長くなる。

【0013】

さらに、非直交系サンプリング法で取得されたエコー信号データには、グリッディングと呼ばれる非直交系サンプリングデータを直交系サンプリングデータに変換する補間処理を実施した後、2次元/3次元高速フーリエ変換して画像を再構成する必要がある。このため、グリッディング処理にも多くの時間が必要である

## 【0014】

以上のことから、非直交サンプリング法に一般化したパラレルイメージングを適用すると、計測は早くなるが演算が遅くなり、結果としてリアルタイム撮影が実現できない。あるいは、演算速度を上げようとする、非常に高性能なコンピュータを導入する必要があるため、コストパフォーマンスが低下する。

## 【0015】

また、プロペラサンプリング法では、ラディアルサンプリング法と比較して、1つの回転角すなわち各ブロックで異なる位相エンコード量を印加して複数のエコー信号を取得するため、1枚の画像再構成に必要な全てのエコー信号を取得するための時間が延長する。この時間延長により、画像に被検体の動きによる体動アーチファクトが混入したり、リアルタイム性が低下する。

## 【0016】

そこで、本発明は、プロペラサンプリング法に関して、1つのブロックで取得するエコー数を低減しても折り返しアーチファクトを生ずることなく撮影時間の短縮を図り、かつ、演算量を低減して高速演算を可能とすることにより、全体として高速イメージングを可能とすることを目的とする。

## 【0017】

## 【課題を解決するための手段】

前記課題を解決するために、本発明は次の様に構成される。

(1) 被検体に静磁場を与える静磁場発生手段と、スライス方向と位相エンコード方向と周波数エンコード方向の傾斜磁場を与える傾斜磁場発生手段と、前記被検体内の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせる高周波磁場パルス照射する高周波磁場送信手段と、核磁気共鳴により放出されるエコー信号を検出するエコー信号受信手段と、前記エコー信号受信手段で検出したエコー信号を用いて画像再構成の演算を行う信号処理手段と、前記エコー信号を受信するパルスシーケンスを制御するパルスシーケンス制御手段とを備える磁気共鳴イメージング装置において、

(1-1) 前記エコー信号受信手段は2以上の高周波受信コイルユニットを組み合わ

せて成るマルチプル高周波受信コイルを備え、

(1-2)前記信号処理手段は前記マルチプル高周波受信コイルで受信したエコー信号群に対して、前記高周波受信コイルユニットの感度分布データに基づいてパラレルイメージング法を適用して再構成画像上の折り返しアーチファクトを除去する手段を備え、

(1-3)前記パルスシーケンス制御手段は、ブロック間の回転角と1ブロックあたりのエコー数と前記エコー信号の取得間隔を可変にできるプロペラサンプリング法に基づくパルスシーケンスを実行する手段を備え、

(1-4)前記プロペラサンプリング法の1ブロックあたりのエコー数を減じて前記マルチプル高周波受信コイルで受信した前記エコー信号群に内在する前記再構成画像上の折り返しアーチファクトを前記パラレルイメージング法によって除去する手段を備える。

#### 【0018】

(2) 好ましくは、(1)に於いて、前記信号処理手段は、任意の計測空間上の前記エコー信号群のデータを別の計測空間上へ再配置する再配置手段を備え、

(2-1)前記ブロック毎に、

(2-1-1)前記折り返しアーチファクトを除去して得られた前記再構成画像を逆フーリエ変換して当該ブロックに対応する計測空間上のエコー信号群に戻し、

(2-1-2)(2-1-1)のエコー信号群を前記再配置手段により任意の同一計測空間の座標系に再配置し、

(2-2) 全ブロックに関する(2-1-2)の同一計測空間の座標系に再配置されたエコー信号群を、この同一計測空間の座標系で合成し、

(2-3) (2-2)の合成後のエコー信号群を前記画像再構成用のデータとする手段を備える。

#### 【0019】

(3) また好ましくは、(2)に於いて、任意の前記ブロックにおいて前記感度分布データ用のエコー信号群を取得し、当該エコー信号群から当該ブロックの座標系における前記感度分布データを作成する手段を備える。

#### 【0020】

(4) また好ましくは、(2) に於いて、ブロック毎に、

(4-1) 当該ブロックに対応する前記計測空間を少なくとも2以上の空間周波数領域に分割し、

(4-2) 分割した空間周波数領域のうち、低空間周波数領域で取得するエコー信号群には、第1の位相エンコードステップを適用し、

(4-3) 分割した空間周波数領域のうち、高空間周波数領域で取得するエコー信号群には、第1の位相エンコードステップよりも大きい、第2の位相エンコードステップを適用し、

(4-4) 前記低空間周波数領域のエコー信号群を抽出して当該ブロックの座標系における前記感度分布データとし、

(4-5) 当該ブロックの全エコー信号群の中から前記第2の位相エンコードステップに対応するエコー信号群を選択して前記画像再構成用のデータとする手段を備える。

#### 【 0 0 2 1 】

(5) また好ましくは、(3) または (4) に於いて、

(5-1) 少なくとも1以上の前記ブロックにおける前記感度分布データ用のエコー信号群を取得し、当該感度分布データ用のエコー信号群のみを用いて当該ブロックにおける前記感度分布データを作成し、

(5-2) 他のブロックにおける前記感度分布データは、(5-1) のブロックにおいて求められた前記感度分布データを当該他のブロックの回転角に応じて座標系を再配置して作成する手段を備える。

#### 【 0 0 2 2 】

(6) また好ましくは、(3) または (4) に於いて、

(6-1) 前記ブロック毎に取得した前記感度分布データ用のエコー信号群を、任意の同一計測空間の座標系に再配置して合成し、

(6-2) (6-1) の同一計測空間の座標系で合成したエコー信号群を前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻し、

(6-3) (6-2) の前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻されたエコー信号群を当該ブロック毎の前記感度分布データ用のエコー信号群とする手段を備え

る。

【0023】

(7) また好ましくは、(3) または (4) に於いて、

(7-1) 前記ブロック毎に取得した前記感度分布データ用のエコー信号群を、任意の同一計測空間の座標系に再配置して合成し、

(7-2) (7-1) の同一計測空間の座標系で合成したエコー信号群を2次元フーリエ変換して前記感度分布データを求め、

(7-3) (7-2) の感度分布データを前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻すことによって当該ブロック毎の感度分布データとする手段を備える。

【0024】

(8) また好ましくは、(3) または (4) に於いて、

(8-1) 前記ブロック毎に取得したエコー信号群のうち前記低空間周波数領域のエコー信号群を任意の同一計測空間の座標系に再配置して合成し、

(8-2) (8-1) の同一計測空間の座標系で合成したエコー信号群を、前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻し、

(8-3) (8-2) の前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻されたエコー信号群を当該ブロック毎の前記感度分布データ用のエコー信号群とする手段を備える。

【0025】

(9) また好ましくは、(3) または (4) に於いて、

(9-1) 前記ブロック毎に取得したエコー信号群のうち前記低空間周波数領域のエコー信号群を任意の同一計測空間の座標系に再配置して合成し、

(9-2) (9-1) の同一計測空間の座標系で合成されたエコー信号群を、2次元フーリエ変換して前記感度分布データを求め、

(9-3) (9-2) の感度分布データを前記ブロック毎の座標系に応じて再度配置して戻すことによって当該ブロック毎の感度分布データとする手段を備える。

【0026】

(10) また好ましくは、(2) に於いて、任意の前記ブロックに関する過去に取得したエコー信号群を、当該ブロックで新たに取得したエコー信号群で置き換え

た後に前記最終画像を再構成することにより、同一断面の時間的に連続な撮影を行う手段を備える。

#### 【0027】

以上の手段を備えることにより、プロペラサンプリング法にパラレルイメージング法を適用して、1つのブロックで取得するエコー数を低減し、撮影時間の短縮を図り、かつ、高速演算が可能になる。

#### 【0028】

##### 【発明の実施の形態】

図4は本発明による磁気共鳴イメージング装置の全体構成を示すブロック図である。この磁気共鳴イメージング装置は、核磁気共鳴 (NMR) 現象を利用して被検体の断層画像を得るもので、図4に示すように、静磁場発生系2と、傾斜磁場発生系3と、送信系5と、受信系6と、信号処理系7と、シーケンサ4と、中央処理装置 (CPU) 8とを備えて構成される。

#### 【0029】

静磁場発生系2は、被検体1の周りの空間にその体軸方向または体軸と直交する方向に均一な静磁場を発生させるもので、被検体1の周りに永久磁石方式または常電導方式あるいは超電導方式の磁場発生手段が配置されている。

#### 【0030】

傾斜磁場発生系3は、X、Y、Zの3軸方向に巻かれた傾斜磁場コイル9と、それぞれの傾斜磁場コイルを駆動する傾斜磁場電源10とから成り、後述のシーケンサ4からの命令に従ってそれぞれのコイルの傾斜磁場電源10を駆動することにより、X、Y、Zの3軸方向の傾斜磁場Gs、Gp、Grを被検体1に印加する。より具体的には、X、Y、Zのいずれかの1方向にスライス傾斜磁場パルス (Gs) を印加して被検体9に対するスライス面を設定し、残り2つの方向に位相エンコード傾斜磁場パルス (Gp) と周波数エンコード傾斜磁場パルス (Gr) を印加して、エコー信号にそれぞれの方向の位置情報をエンコードする。

#### 【0031】

シーケンサ4は、高周波磁場パルス (以下、「RFパルス」という) と傾斜磁場パルスのある所定のパルスシーケンスで繰り返し印加する制御手段で、CPU8の制

御で動作し、被検体1の断層画像のデータ収集に必要な種々の命令を送信系5、傾斜磁場発生系3、および受信系6に送る。

#### 【0032】

送信系5は、被検体1の生体組織を構成する原子の原子核スピンの核磁気共鳴を起こさせるためにRFパルス照射するもので、高周波発振器11と変調器12と高周波増幅器13と送信側の高周波コイル14aとから成る。高周波発振器11から出力された高周波パルスをシーケンサ4からの指令によるタイミングで変調器12により振幅変調し、この振幅変調された高周波パルスを高周波増幅器13で増幅した後に被検体1に近接して配置された高周波コイル14aに供給することにより、電磁波（RFパルス）が被検体1に照射される。

#### 【0033】

受信系6は、被検体1の生体組織を構成する原子核スピンの核磁気共鳴により放出されるエコー信号（NMR信号）を検出するもので、受信側の高周波コイル14bと増幅器15と直交位相検波器16と、A/D変換器17とから成る。送信側の高周波コイル14aから照射された電磁波によって誘起される被検体1の応答の電磁波（NMR信号）が被検体1に近接して配置された高周波コイル14bで検出され、増幅器15で増幅された後、シーケンサ4からの指令によるタイミングで直交位相検波器16により直交する二系統の信号に分割され、それぞれがA/D変換器17でデジタル量に変換されて、信号処理系7に送られる。

#### 【0034】

信号処理系7は、光ディスク19、磁気ディスク18等の外部記憶装置と、CRT等からなるディスプレイ20とを有し、受信系6からのデータがCPU8に入力されると、CPU8が信号処理、画像再構成等の処理を実行し、その結果である被検体1の断層画像をディスプレイ20に表示すると共に、外部記憶装置の磁気ディスク18等に記録する。

なお、図4において、送信側及び受信側の高周波コイル14a、14bと傾斜磁場コイル9は、被検体1の周りの空間に配置された静磁場発生系2の静磁場空間内に設置されている。

#### 【0035】

上記の様なMRI装置の撮影対象スピン種は、臨床で普及しているものとしては、被検体の主たる構成物質であるプロトンである。プロトン密度の空間分布や、励起状態の緩和現象の空間分布を画像化することで、人体頭部、腹部、四肢等の形態または、機能を2次元もしくは3次元的に撮影する。

#### 【0036】

次に、撮影方法を説明する。図5は直交系サンプリング法のグラディエントエコーパルスシーケンスである。図5のRF, Gs, Gp, Gr, A/D, echoはそれぞれ、RFパルス、スライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場、周波数エンコード傾斜磁場、AD変換、エコー信号を表し、501は高周波パルス、502はスライス傾斜磁場パルス、503は位相エンコード傾斜磁場パルス、504は周波数エンコード傾斜磁場パルス、505はサンプリングウインド、506はエコー信号、507は繰り返し時間（501の間隔）である。

#### 【0037】

MRIでは、繰り返し507毎に位相エンコード傾斜磁場パルス503の量（＝傾斜磁場パルス波形と時間軸との囲む面積）を変えて異なる位相エンコード量を与え、それぞれの位相エンコードで得られるエコー信号506を検出する。この操作を位相エンコードの数だけ繰り返し、画像取得時間508で1枚の画像再構成に必要なエコー信号を取得する。位相エンコードの数は通常1枚の画像あたり64, 128, 256, 512等の値が選ばれる。各エコー信号は通常128, 256, 512, 1024個のサンプリングデータからなる時系列信号として得られる。これらのデータを2次元フーリエ変換して1枚のMR画像を作成する。

#### 【0038】

図5のパルスシーケンスを用いてサンプリングしたエコーを計測空間に配置した結果を図8(a)に示す。図8(a)では、507を12回繰り返し、それぞれ506-1～506-cのエコー信号を取得した場合であり、エコー信号の沿え字の順序は、エコー信号を取得した時間（繰り返し507の回数）の順序と対応する。すなわち、沿え字の番号の小さいものは、エコー信号を取得した時間が早く、番号の大きなものは、エコー信号を取得した時間が遅い（以下、本文中の記述は全て同様である）。図8(a)では、エコー信号群506-1～506-cは、計測空間801のKy方向に上から順番に



配置されるようにパルスシーケンスを実行して取得した場合である。

### 【0039】

次に、ラディアルサンプリング法（以下、「ラディアルMRI法」という）を用いたグラディエントパルスシーケンスを図6に示す。図5で示した直交系サンプリング法との違いは、位相エンコード傾斜磁場の軸Gpにも周波数エンコード傾斜磁場と同様の傾斜磁場601を印加することと、パルスシーケンスの各繰り返し507でGp, Gr軸に印加する傾斜磁場601, 602の振幅を変えることである。パルスシーケンスの各繰り返し507で異なる量の601, 602の振幅を用いることで、計測空間の略一点を中心として放射状に回転したデータを取得できる。

### 【0040】

通常、ラディアルMRI法で取得したデータは、計測空間の規則正しい格子座標にはのらない。そこで、サンプリングしたデータから補間処理を用いて、規則正しい格子座標上のデータを作成するグリッディング処理が必要である。図6のパルスシーケンスを用いてサンプリングしたエコー信号を計測空間に配置した結果を図8(b)に示す。図8(b)は、507を12回繰り返し、それぞれ603-1～603-cのエコー信号を取得した場合である。この場合、計測空間を均等に埋めるために必要な回転 $\Delta \theta$  (802)は、

$$\Delta \theta = \pi / 12 \quad (1)$$

であり、このようなサンプリングを行うため、Gp, Gr軸の傾斜磁場出力GP, GRは、直交系サンプリング法で用いる周波数エンコード傾斜磁場の出力をG、繰り返し番号を $n(1 \leq n \leq 12)$ とした時、

$$GP = G \times \sin(\Delta \theta \times (n-1)) \quad (2)$$

$$GR = G \times \cos(\Delta \theta \times (n-1)) \quad (3)$$

である。ラディアルMRI法のメリットは、直交系サンプリング法の場合と比較して、少ないエコー数でも分解能が良いことと、ゴーストアーチファクトが発生しにくいことである。また、撮影時の回転角を調整することで、被検体の体動による画質への影響を少なくできる。

### 【0041】

ここで、計測空間801へのデータの配置について述べる。図8(c)は、非直交系

サンプリング法で取得したデータを、グリidding処理して計測空間に配置した場合の模式図である。計測空間801は、図8(c)の黒丸で示すように規則正しい格子点の座標を有する。しかし、非直交系サンプリングで取得したデータは803-1~803-3の様に計測空間に対して異なる軌跡(座標)を通るので、白丸で示すサンプリングされたデータは計測空間の格子点座標(図8(c)中の黒丸)と一致しない。グリidding処理では、これらサンプリングされたデータ(図8(c)中の白丸)を用いて、補間処理により規則正しい格子点座標(図8(c)中の黒丸)にデータを再配置することをいう。なお、グリidding処理は、例えばSinc関数やKaiser-Bessel関数の補間用関数を用いて行う(非特許文献5)。

#### 【非特許文献5】

J.I Jackson et.al., Selection of a Convolution Function for Fourier Inversion Using Gridding, IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 10, pp. 473-478, 1991

#### 【0042】

さらに、ラディアルMRI法に位相エンコードを付加した、プロペラサンプリング法(以下、「プロペラMRI法」という)を用いたグラディエントエコーパルスシーケンスを図7に示す。図7では、計測を4つのブロック701~704に分割し、それぞれのブロック内で5個のエコー信号を取得した場合である。図6の場合との違いは、ブロック701~704毎に異なる計測空間上の回転角となるように、傾斜磁場出力を設定し、それぞれのブロック701~704内では、位相エンコードパルスが付加していることである。図7では、回転角度に応じて出力が変化する傾斜磁場ブロック707と、707の出力前に更に位相エンコード量を付加して出力するブロック706とで構成される。

#### 【0043】

このようにして取得したエコー信号を、計測空間に配置した結果を、図8(d)に示す。この場合では、各ブロック701~704毎に、角度804で回転し、それぞれのブロック内では位相エンコード量が異なる5個のエコー信号を取得している。

#### 【0044】

次に、取得するエコー信号と、画像の折り返しを説明する。図2(a)は、図5のパルスシーケンスを実行して取得したエコー信号を計測空間201に配置したもの

であり、201をフーリエ変換した画像が202である。これに対し、付加する位相エンコードパルス503を2倍のステップで実行し、エコー信号を半分だけ取得したのが図2(b)である。この場合、計測空間204は1ラインおきに配置される（204内の実線が計測したエコー信号、点線が計測しなかったエコー信号をそれぞれ表す）。この場合、取得したエコー信号が1ラインおきであることから、計測したエコー信号のラインのみを有効とし、計測空間を半分の大きさに減少したのが205であり、この減少した計測空間205をフーリエ変換した画像が206となる。

#### 【0045】

この場合、撮影時の空間分解能が同じまま、再構成マトリクスが半分になったことから、画像206には折り返しのアーチファクトが発生する。この折り返しアーチファクトは、図2(a)の全てのエコー信号を取得した場合の画像202のうち、点線で区切られた領域の上側部分203-1と、下側部分203-2を重ね合わせたものと同様であると考えることができる。このように、MRI装置では、取得するエコー数を間引いて計測を行った場合、画像にはその間引きステップに応じた折り返しアーチファクトが発生することが知られている。以下、折り返しアーチファクトの発生した画像を折り返し画像と呼ぶ。

#### 【0046】

この折り返し画像を、高周波受信コイルユニット（以下、「RF受信コイル」という）の感度分布データを用いて展開する手法がパラレルイメージング法（以下、「パラレルMRI法」という）である。図2(c)は2個のRF受信コイルを用いた場合のパラレルMRI法の信号処理である。パラレルMRI法では、各RF受信コイルで折り返し画像206-1、206-2を取得し、各RF受信コイルの感度分布データ207-1、207-2を用いて、行列演算208を行い、折り返しアーチファクトの無い画像209を得る。ここで、感度分布データ207と折り返し画像206の沿え字はRF受信コイルの番号を表す。パラレルMRI法を安定に行うためには、使用する各RF受信コイルの感度分布は、折り返しの発生した方向（位相エンコード方向）に異なっている必要がある（図2ではy方向）。

#### 【0047】

一般的に、各RF受信コイルの感度分布データ207-1、207-2は、画像取得のため

のパルスシーケンスに先立ち、専用のパルスシーケンスを実行して作成する。或いは、画像取得のためのパルスシーケンスを利用し、計測空間の低空間周波数領域を計測する時点の位相エンコードステップを密にし、この低空間周波数領域のエコー信号を用いて作成しても良い（プロペラMRI法に適用した場合は後述する）。一般的にコイルの感度分布は空間的に穏やかに変動するので、低空間周波数領域のエコー信号データのみで十分であり、逆にその方が高空間周波数領域のデータまで考慮することによるノイズの混入を防止でき、感度分布データのS/N比を向上できるので好都合である。ただし、この場合は、専用パルスシーケンスを用いた場合と比較して、画像取得のためのパルスシーケンスで取得するエコー数が増加するため、撮影時間は延長する。

#### 【0048】

以上の、プロペラMRI法とパラレルMRI法の原理を踏まえて、本発明の第1の実施例を図1、図3を用いて説明する。

本実施例では、4つのブロックで計測を行うプロペラMRI法の場合を説明する。図3(a)は、4つのブロック701～704内で、それぞれ10個のエコー信号を取得する、通常のプロペラMRI法の場合である。これに対し図3(b)は、それぞれのブロック内で付加する位相エンコード傾斜磁場強度を図3(a)の2倍に設定し、エコー信号数を半分（5個）だけ取得した場合である。図の実線は計測したエコー信号、点線は計測しないエコー信号の位置に対応する。

#### 【0049】

このように計測を行った場合、画像には折り返しアーチファクトが発生するが、プロペラMRI法ではブロック毎に計測空間の角度が異なるため、折り返しアーチファクトは図2(b)のように単純な形状とはならない。そこで、本発明ではそれぞれのブロック701～704を別々に取り出し計測空間を図3(c)～(f)の様に分割して考える。通常、プロペラMRI法で取得したデータは、画像再構成のため最終的な座標系である任意の計測空間（図3の場合では301である。以下、この様な座標系を「画像用の座標系」という）にグリッディング処理される。

#### 【0050】

本発明では、グリッディング処理を行わず、それぞれ異なる座標系301～304の

ままフーリエ変換を行う（図3の301と303、302と304は90°ずれている）。これにより、それぞれの座標系で作成された折り返し画像305～308ができる。これら画像は、最終的な画像の座標系（図3の場合は305）に対して計測空間301～304の関係と同様に回転した形状となる。このように、ブロック毎のデータを別々の座標系を用いて再構成することで、グリidding処理を行うことなく各ブロックの折り返し画像305～308を得る。

#### 【0051】

次に、分割した折り返し画像305～308の再構成処理を図1に示す。図1では、図2(c)と同様に、2個のRF受信コイルを用いて撮影を行った場合の処理であり、RF受信コイルの感度分布データ101～104及び折り返し画像305～308の沿え字は、RF受信コイルの番号を表す。このとき、1番目のブロック701の回転角に応じて取得した第1の座標系での各RF受信コイルの感度分布データ101-1、101-2を用いて、701で取得した折り返し画像305-1、305-2を行列演算処理208-1し、折り返しの無い画像105を得る。次いで、逆フーリエ変換109-1によってパラレルMRI法の再構成を行った、第1の座標系での計測空間データ110を得る。

#### 【0052】

同様に、他のブロック702～704で取得した折り返し画像306～308についても、それぞれのブロックの座標系に対応したRF受信コイルの感度分布データ102～104を用いて行列演算処理208を行って折り返しの無い画像106～108を得た後、逆フーリエ変換109-2～109-4を行い、それぞれのブロックの座標系での計測空間データ111～113を作成する。

#### 【0053】

これらの計測空間データ110～113は、当然であるが座標系301～304にそれぞれ対応しており、110～113は互いに異なる座標系である。

#### 【0054】

このようにして作成したそれぞれの座標系での計測空間データ110～113は、グリidding処理114-1～114-4を行い、最終的な画像用の座標系（図1では、第1の座標系301と同じであるが、必ずしも同じである必要は無い）に配置され、信号結合処理115によって画像用の座標系116上で合成（加算または加算平均等の処

理) される。最終画像118は、この画像用の座標系116をフーリエ変換117して得る。

#### 【0055】

本実施例の説明では、ブロック701～704の回転角に応じた各計測空間上で、グリッディング処理せずに、パラレルMRI法による画像再構成を行っている。これは、グリッディング処理後の計測空間に対して一般的化アルゴリズムを使って折り返しの除去を行う従来の方法と比較して、グリッディング処理前の計測空間でそれぞれ折り返しの除去を行うので一般化アルゴリズムが不要となり、かつ、パラレルMRI法の再構成に補間が必要無いこととあわせて、計算量が大幅に低減される。

#### 【0056】

本発明を処理の観点から説明すると、図10のようになる。図10(a)は従来技術のプロペラMRI法とパラレルMRI法の融合の例である。この場合、エコー信号計測121～124を行って各ブロック701～704で取得したそれぞれの座標系のエコー信号データを、画像用の座標系にグリッディング処理125した後にフーリエ変換126して折り返し画像を得て、一般化パラレルMRI法の折り返し展開処理127を行う。

#### 【0057】

これに対し、図10(b)の本発明では、それぞれのブロック701～704で取得したエコー信号データを、それぞれの座標系でフーリエ変換128-1～128-4して折り返し画像を作成した後、それぞれの座標系でパラレルMRI法の折り返し除去208-1～208-4を行って折り返しの無い画像を得て、それらを逆フーリエ変換109-1～109-4してそれぞれの座標系での計測空間データとする。最終画像は、それぞれの座標系で作成した計測空間データを、画像用の座標系にグリッディング処理114-1～114-4した後、信号結合処理115によって画像用の座標系での最終的な計測空間データを作成して、それをフーリエ変換126する。

#### 【0058】

さらに、本発明の方法では、ブロック701～704毎にパラレルMRI法の再構成処理が独立であるため、ブロック内のエコー信号データを取得した時点で、そのブロックの画像再構成処理を開始できるので、リアルタイム再構成が可能である。

図11は、プロペラMRI法を用いた連続撮影に本発明を適用した場合である。図11の例では、4つのブロック701～704から成るプロペラMRI法を、連続的に実行する場合であり、横方向が時間経過を表す。図11(a)は従来法に基づいた手順であり、図11(b)が本発明に基づいた手順である。

#### 【0059】

図11(a)の従来法では、パルスシーケンスは時間間隔130-1にて、1枚目の画像用のデータを取得し、次いで時間間隔130-2で2枚目の画像用のデータを取得、以降、連続的に複数枚の画像を取得する。このとき、計測は第1のブロックから始まり、第4のブロックまで取得した後に、第1のブロック(但し、2枚目の画像用)に戻りこれを繰り返す。この従来法では、4つのブロック全てのデータ701～704を取得した後にグリッディング処理125を行い、一般化パラレル展開131(内部の処理は、126と127を行う)しているため、時間間隔130毎に画像が作成される。

#### 【0060】

これに対し、本発明では、図11(b)のように各ブロック701～704毎に処理を行うため、パラレル展開処理135(内部の処理は128, 208, 109を行う)及びグリッディング処理114は、各ブロック701～704の計測終了と同時にそれぞれ開始することができる。プロペラMRI法では、ブロック番号が同じデータは、計測空間の回転角度が同じ、もしくはほぼ同じとなるように計測するので、グリッディング処理114で作成した計測空間を取捨選択して画像作成137(内部の処理は、115と126)することで、画像更新間隔130の中間の時相の画像を作成可能である。

#### 【0061】

例えば、ブロック701-1, 702-1, 703-1, 704-1のデータを選択して画像作成137-1を行い画像140-1を得、次いで第1ブロックのデータのみ更新した、702-1, 703-1, 704-1, 701-2のデータを用いて画像作成138-1を行い、画像140-1に対してブロック701-2の計測の分だけ時相が遅れた画像141-1を得ることができる。このようにして、画像の更新時間間隔を短くできる。

#### 【0062】

次に、本発明の第2の実施例をブロック数が4のプロペラMRI法を例に説明する。本実施例では、エコー信号は図9(a)のように取得する(実線が計測するエコー

信号、点線が計測しないエコー信号の位置に対応する)。図3(b)との違いは、各ブロック内で取得するエコー信号の数及び計測空間上の間隔である。すなわち、各ブロック701~704内の計測空間を低空間周波数領域904~907と、その外側の高空間周波数領域に分け、高空間周波数領域でエコー信号を取得する際の位相エンコードステップを低空間周波数領域で位相エンコードステップより大きくする。図9(a)は2倍に設定して、高空間周波数領域でのエコー信号の取得間隔を低空間周波数領域のエコー信号の取得間隔より2倍疎にして計測を行う例である。

#### 【0063】

図9(a)のエコー信号群に対し、説明のために2つの群にエコーを分割する。

①低空間周波数領域904~907内で取得したエコー信号群のみを選択したのが図9(b)

②ブロック内のエコー信号群のうち、1ラインおきのステップで取得したエコー信号群を選択したのが図9(c)

である。図9(b)は、低空間周波数領域のデータであるので、各ブロック701~704でパラレルMRI法の再構成に必要なコイルの感度分布データ101~104を算出することが可能である。また、図9(c)は、図3(c)と等価なデータであるので、各ブロック701~704毎の折り返し画像305~308を作成できる。このようにして作成したブロック毎の感度分布データ101~104と折り返し画像305~308を用いて図1と同様の処理を行い、最終画像を得ることができる。

#### 【0064】

本発明のメリットは、パラレルMRI法に必要なRF受信コイルの感度分布データを、画像取得のための撮影（本計測）と同時に取得できることであり、専用パルスシーケンスで感度分布データを取得する場合と比較して、撮影中に被検体の位置が変化しても、感度分布データと本計測データ間で誤差が少なくて済み、安定して折り返しの展開が行えることである。心臓領域やその他被検体の動きの大きな部位を撮影する場合や、リアルタイムに撮影断面を変更しながら撮影を行う手法（インタラクティブスキャン法）等へ応用できる。

#### 【0065】

プロペラMRI法では、ブロック毎に計測空間の回転角が異なるが、前述したと



おり計測空間の回転と画像空間（画像データを表現する空間、計測空間をフーリエ変換によって写像した空間）の回転は対応する。そこで、あるブロックで取得した感度分布データを補間処理により画像空間上で回転することで座標系を変換し、他のブロックの座標系での再構成に使用することも可能である。図1を例にして説明すると、例えば、ブロック701に対する第1の座標系の感度分布データ101のみを計測しておき、残りのブロック702～704については、感度分布データ取得のための計測は行わず、第1の感度分布データ101を用いて補間による回転処理を行い、それぞれのブロックの感度分布データ102～104を作成する。このように処理することで、感度分布データ取得のための計測に必要なブロック数が低減し、撮影全体の時間を短縮することができる。

#### 【0066】

あるいは、全てのブロックで感度分布データ用のエコー信号群を取得した場合、取得した感度分布データ用のエコー信号群をグリidding処理によって一旦画像用の座標系に変換し、信号結合した後にフーリエ変換して感度分布データを作成し、回転処理により各ブロックに応じた座標系に再度変換し、パラレルMRI法の折り返しの展開に用いることもできる。この場合、感度分布データ用のエコー信号群が加算されるので、感度分布データのS/N比が向上する。パラレルMRI法では、折り返し展開に用いた感度分布データのS/N比は、結果の画像のS/N比に大きく影響することが知られており、感度分布のS/N比の向上は有用と考えられる。

#### 【0067】

さらに、プロベラMRI法では、ブロック毎に計測空間の低空間周波数領域を取得しており、また、各ブロックの回転角度が異なることから、図9(c)のように間引いて計測を行っても、計測空間の低空間周波数領域は密に取得できる。このため、各ブロックで取得したエコー信号群をグリidding処理によって一旦画像用の座標系に変換し、その低空間周波数領域を用いて感度分布データを作成することができる。この場合、感度分布データ取得用の専用パルスシーケンスを用いずに、画像取得のためのパルスシーケンスのみでパラレルMRI法の再構成を行う

ことができる。

#### 【0068】

以上までが、本発明の各請求項を具体的に説明する実施例である。

しかし、本発明は、以上の実施例で開示された内容にとどまらず、本発明の趣旨を踏まえた上で各種形態を取り得る。本実施例ではグラディエントエコーパルスシーケンスについて記載したが、プロペラMRI法はパルスシーケンスの種類には依存せず、SEパルスシーケンス、FSEパルスシーケンス、EPIパルスシーケンスなどに適用できる。

#### 【0069】

また、プロペラMRI法の実施例として、二次元面内のGr軸、Gp軸で計測空間の回転を行う場合について説明したが、Gr軸、Gp軸は撮影空間のX、Y、Zの任意の軸と対応させることが可能であり、オブリーク撮影やオフセンター撮影も実行できる。更に、三次元球内での回転を行うこともできる。

#### 【0070】

また、ブロック数が4のプロペラMRI法の場合を説明したが、実際の撮影では、ブロック数とブロック内のエコー数は任意に設定することができ、この場合も同様の処理を行う。

#### 【0071】

また、パラレルイメージングとして、RF受信コイルの数が2、位相エンコード間隔が2倍の場合を説明したが、RF受信コイルの数及び位相エンコード間隔の倍率は任意に設定できる（但し、RF受信コイルの数 $\geq$ 位相エンコード間隔の倍率）。また撮影する断面に併せてRF受信コイルで取得した信号を選択したり、合成して使用することもできる。

#### 【0072】

また、本実施例では画像空間で折り返しの除去を行うパラレルMRI法について説明したが、計測空間で間引いた分のエコー信号を作成するパラレルMRI法にも適用可能である。

#### 【0073】

#### 【発明の効果】

本発明は、プロペラMRI法にパラレルMRI法を適用することにより、1つのブロックで取得するエコー数を低減しても折り返しアーチファクトを生ずることなく撮影時間を短縮化でき、かつ、パラレルMRI法を適用する際に必要な折り返しアーチファクト除去のための一般化アルゴリズムの適用や、プロペラMRI法に必要なグリッド処理を行う必要が無くなるため、演算量を低減して高速演算が可能になり、全体として高速イメージングを行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の信号処理を説明する図。

【図 2】

パラレルMRI法を説明する図。

【図 3】

本発明に使用するデータを説明する図。

【図 4】

本発明が適用されるMRI装置の全体構成を示す図。

【図 5】

一般的なグラディエントエコーのパルスシーケンスを説明する図。

【図 6】

ラディアルMRI法のグラディエントエコーのパルスシーケンスを説明する図。

【図 7】

本発明が適用されるプロペラMRI法のパルスシーケンスを説明する図。

【図 8】

サンプリング方法と計測空間を説明する図。

【図 9】

本発明に使用するデータを説明する図。

【図 10】

本発明の信号処理を説明する図。

【図 11】

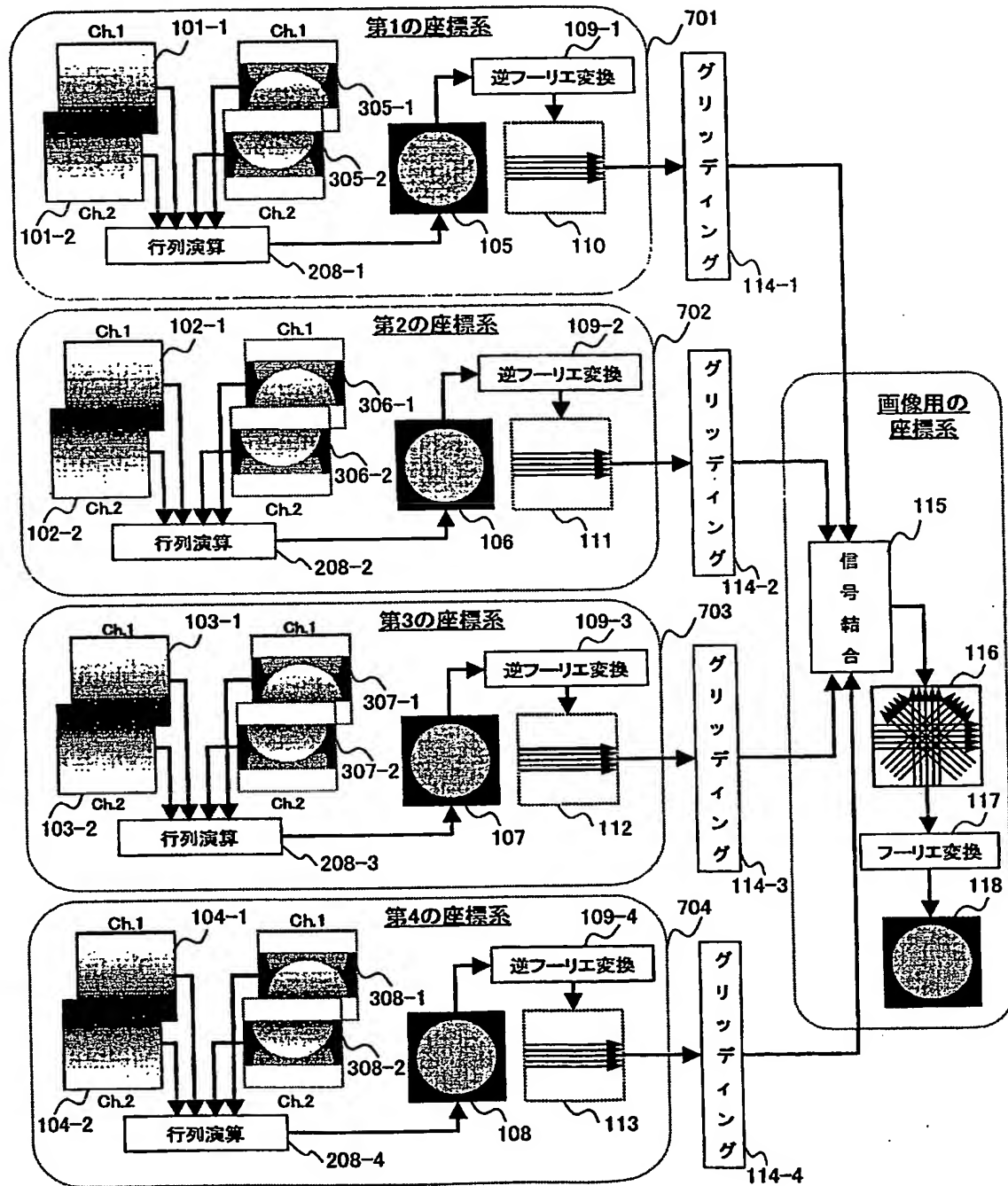
本発明の連続撮影を行う際の信号処理を説明する図。

## 【符号の説明】

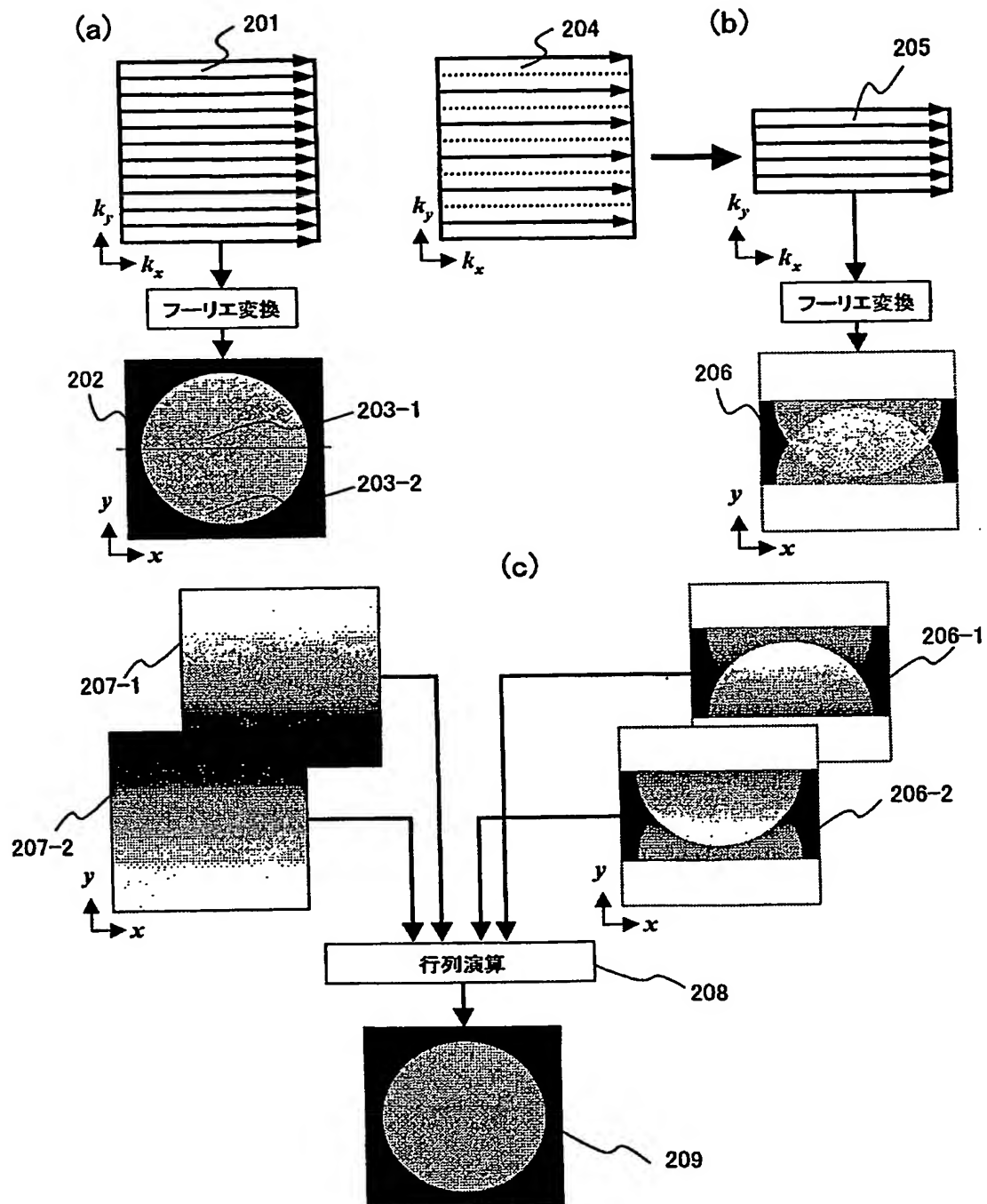
1 被検体、2 静磁場発生系、3 傾斜磁場発生系、4 シーケンサ、5 送信系、6 受信系、7 信号処理系、8 中央演算装置（CPU）、9 傾斜磁場コイル、10 傾斜磁場電源、11 高周波発信器、12 変調器、13 高周波増幅器、14a 高周波照射コイル、14b 高周波受信コイル、15 増幅器、16 直交位相検波器、17 A/D変換器、18 磁気ディスク、19 光ディスク、20 ディスプレイ、501 高周波パルス、502 スライス選択傾斜磁場、503 位相エンコード傾斜磁場パルス、504 周波数エンコード傾斜磁場パルス、505 データサンプルウインド、506 エコー信号、507 繰り返し時間間隔、508 画像取得時間、401 被検体、402 磁石、403 傾斜磁場コイル、404 RFコイル、405 RFプローブ、406 信号検出部、407 信号処理部、408 表示部、409 傾斜磁場電源、410 RF送信部、411 制御部、412 ベッド

【書類名】 図面

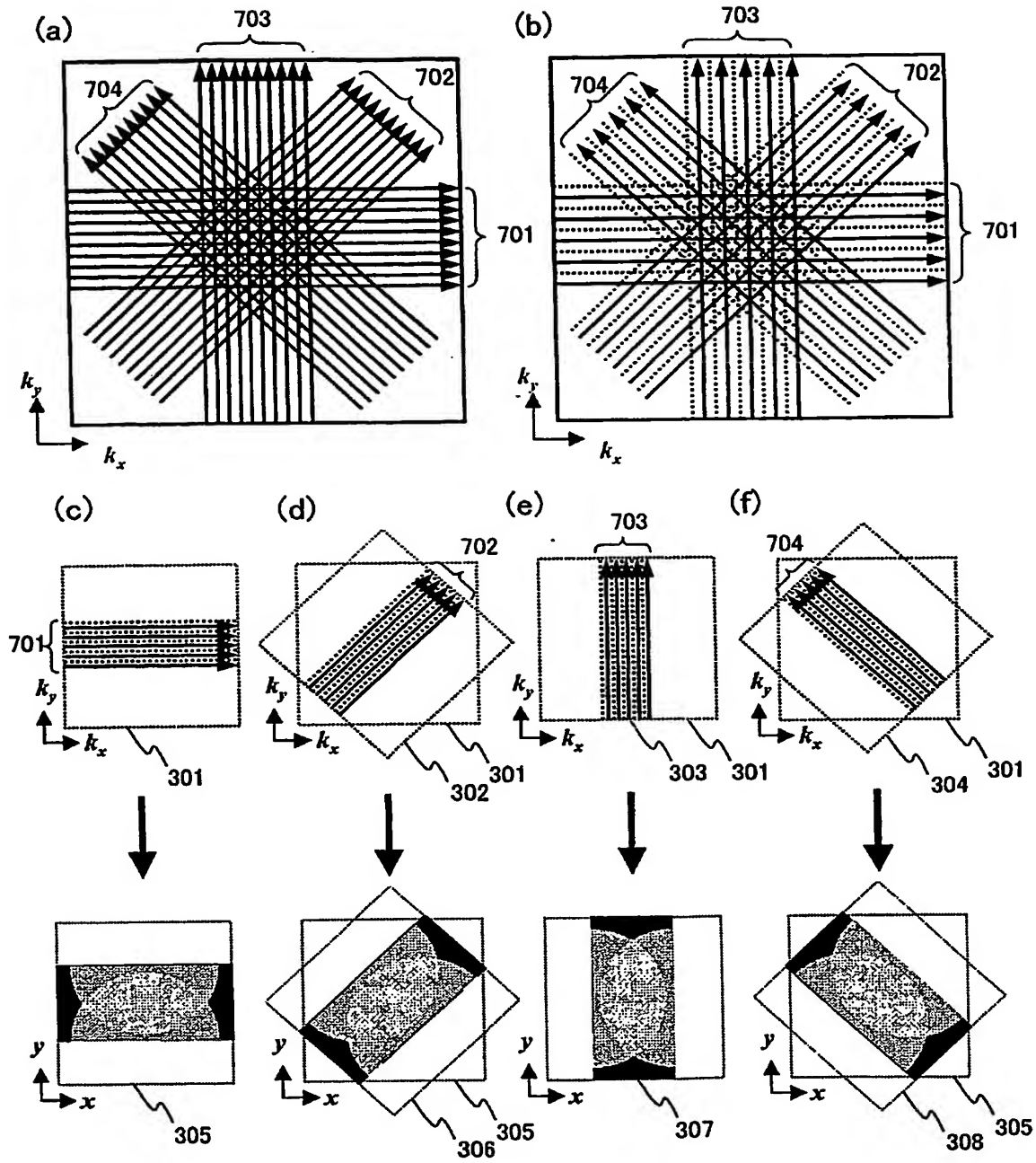
【図 1】



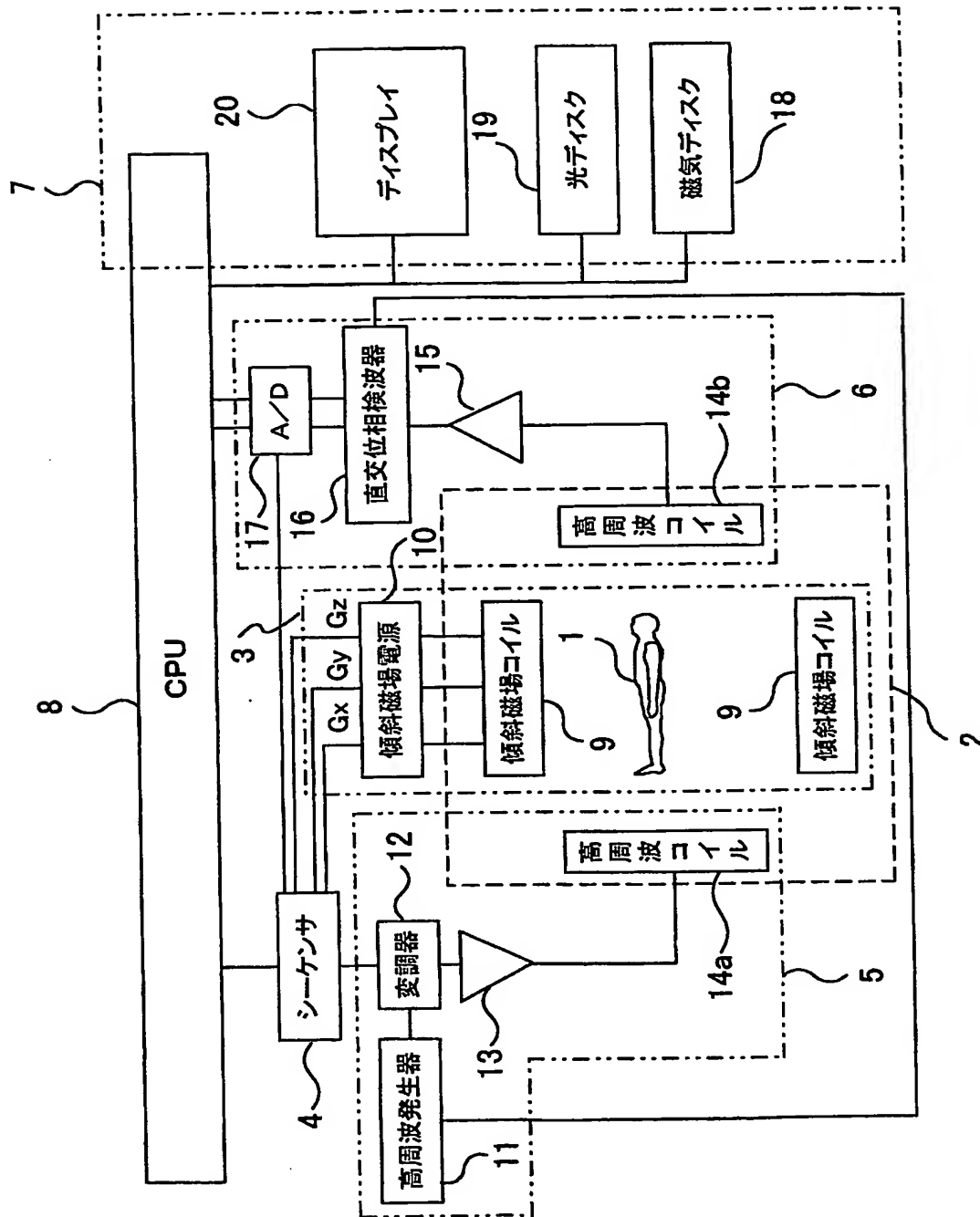
【図 2】



【図 3】

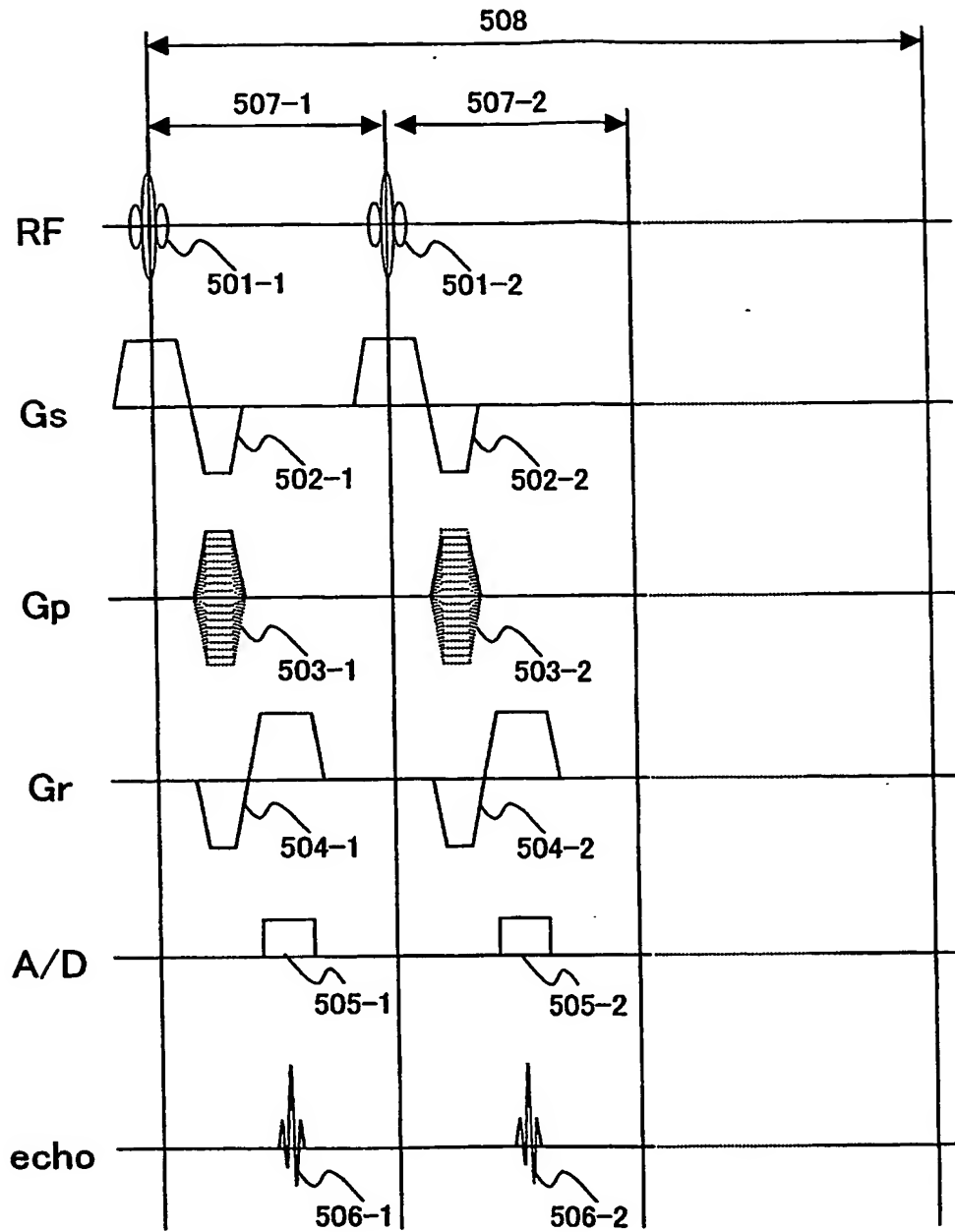


【図 4】

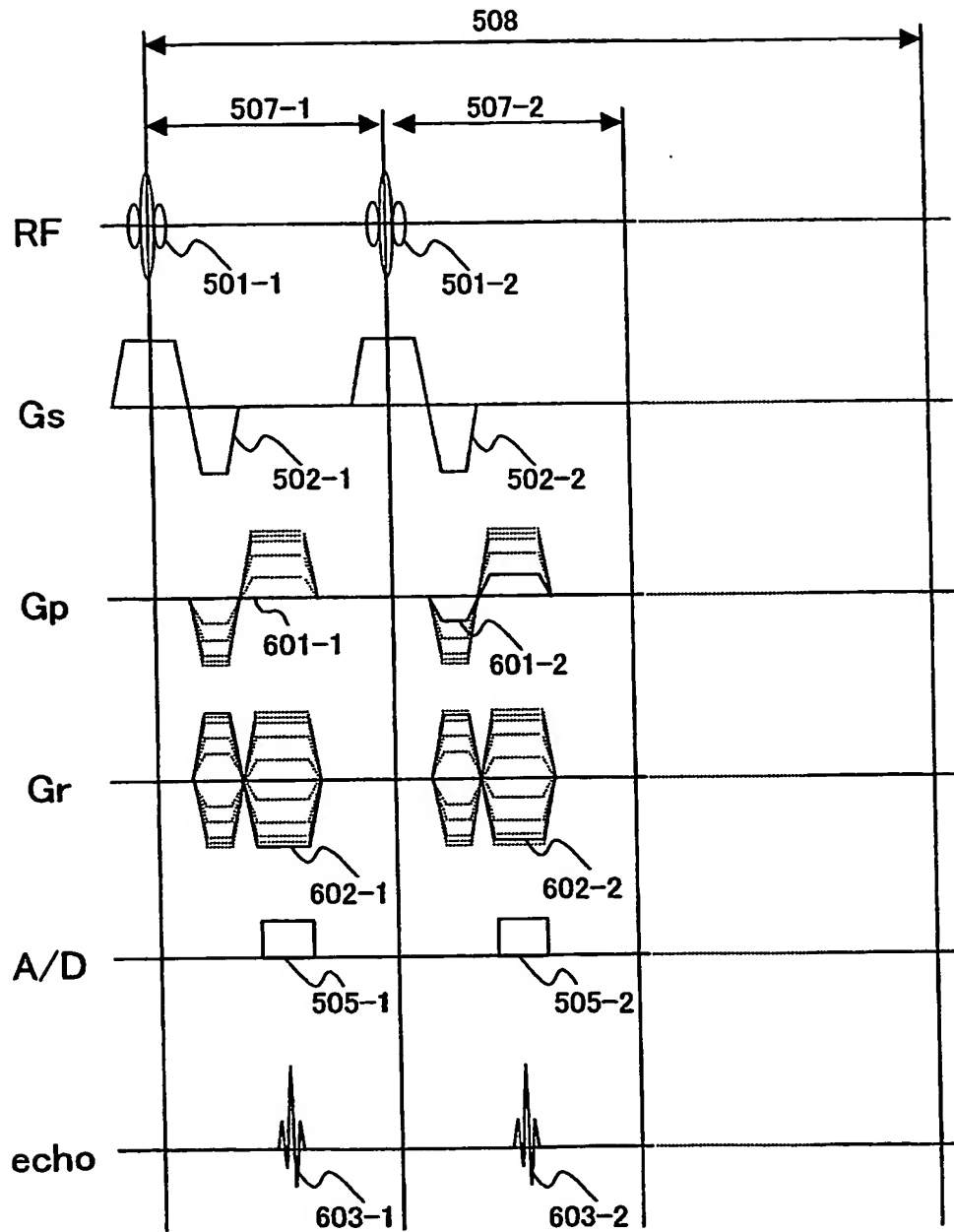




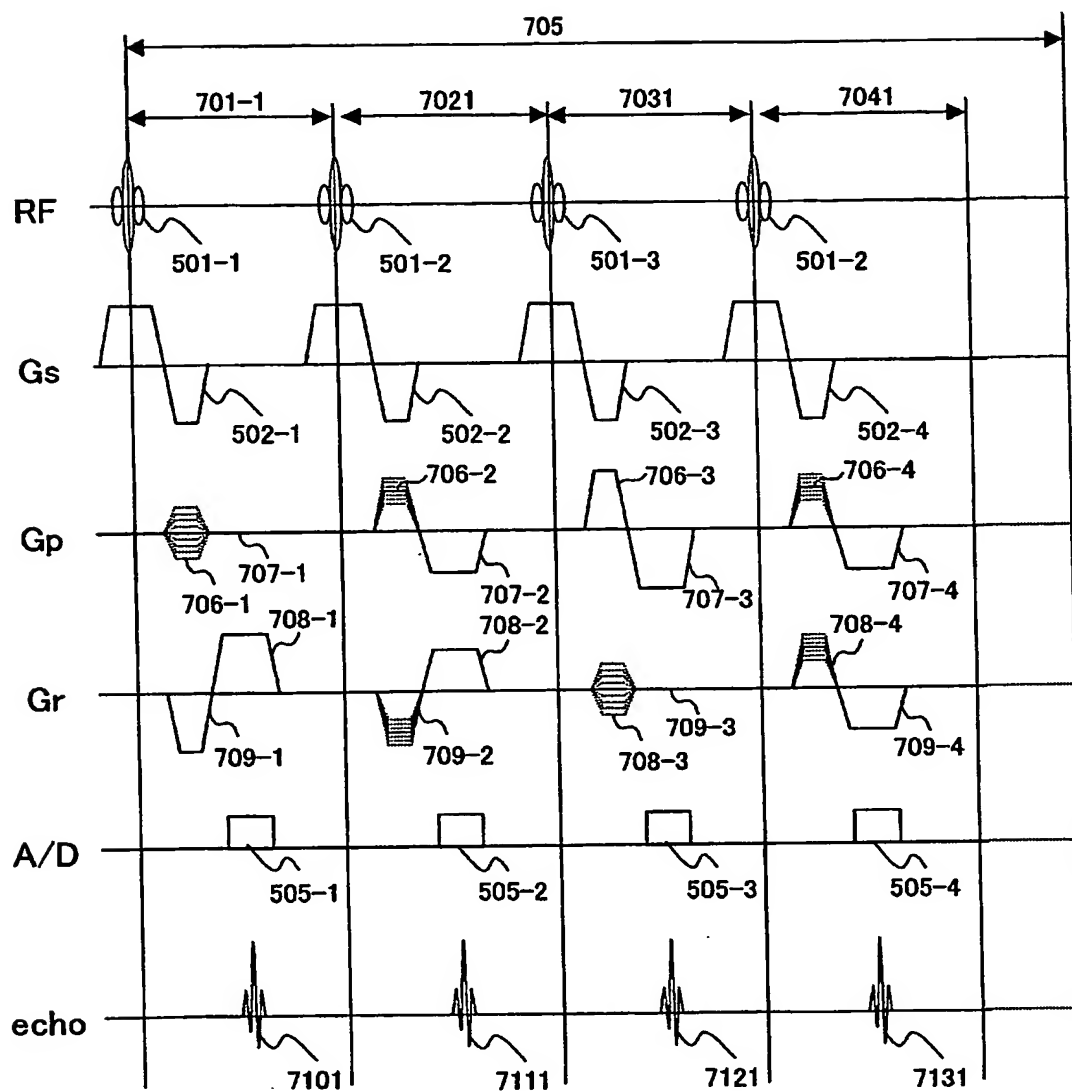
【図 5】



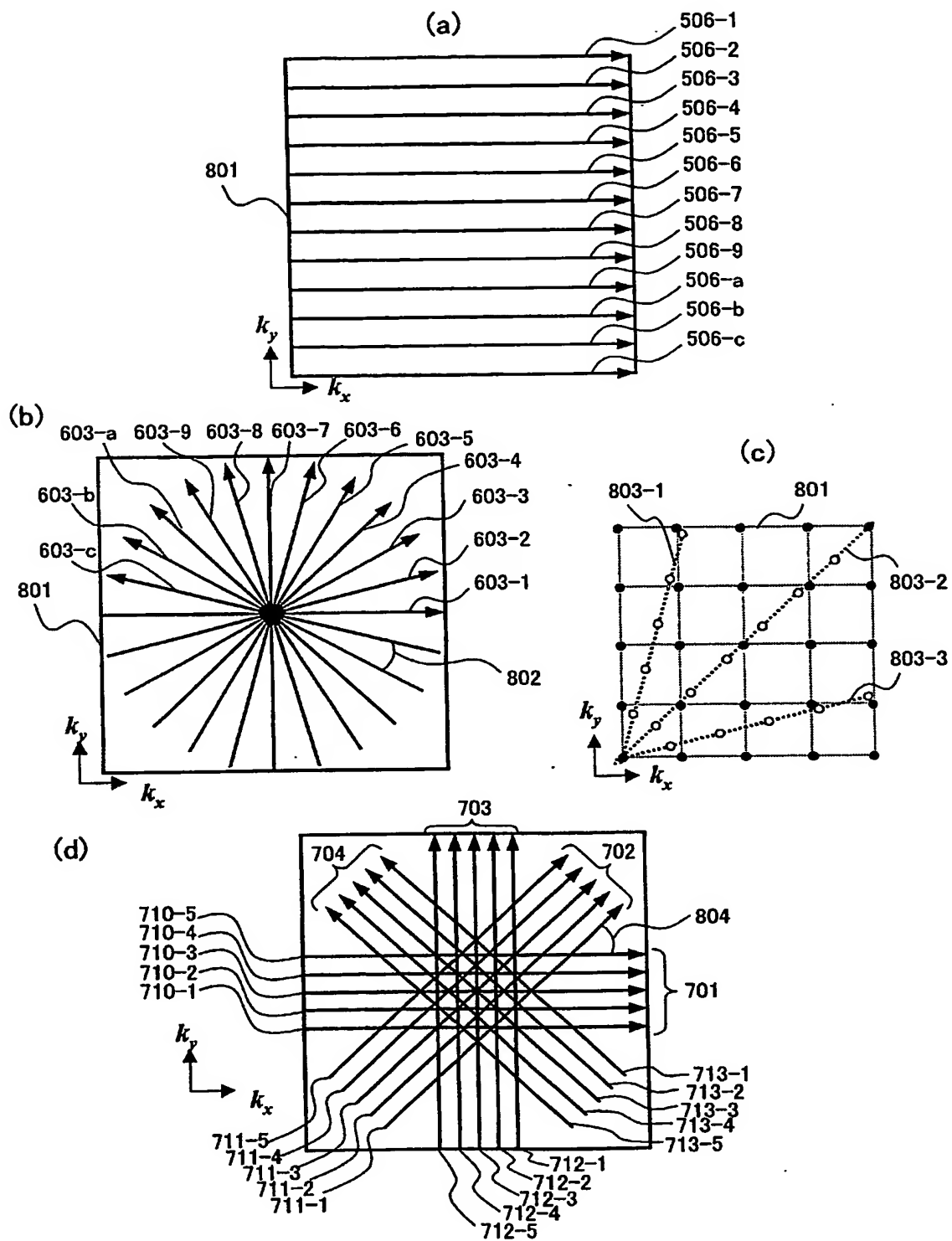
【図 6】



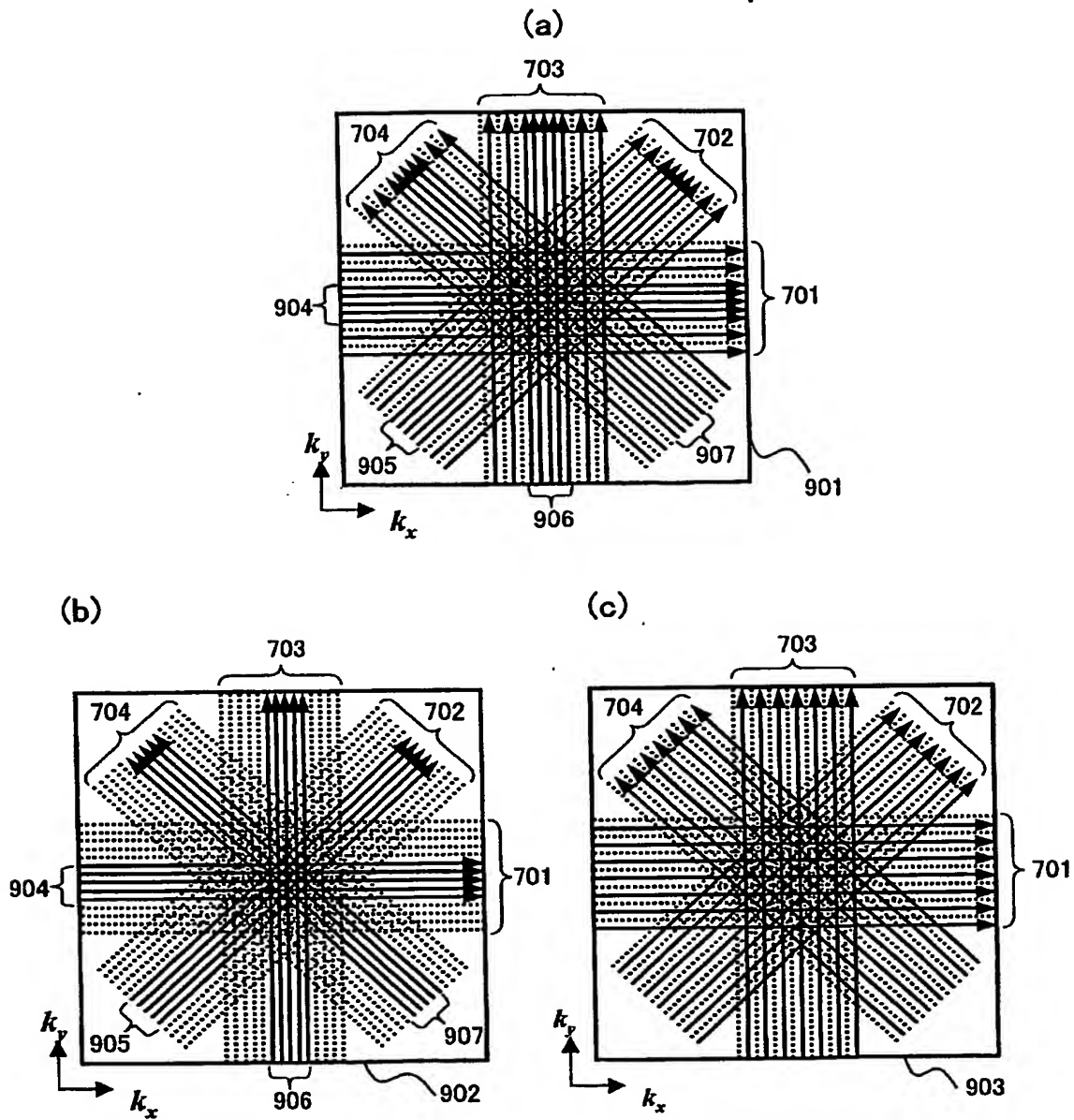
【図 7】



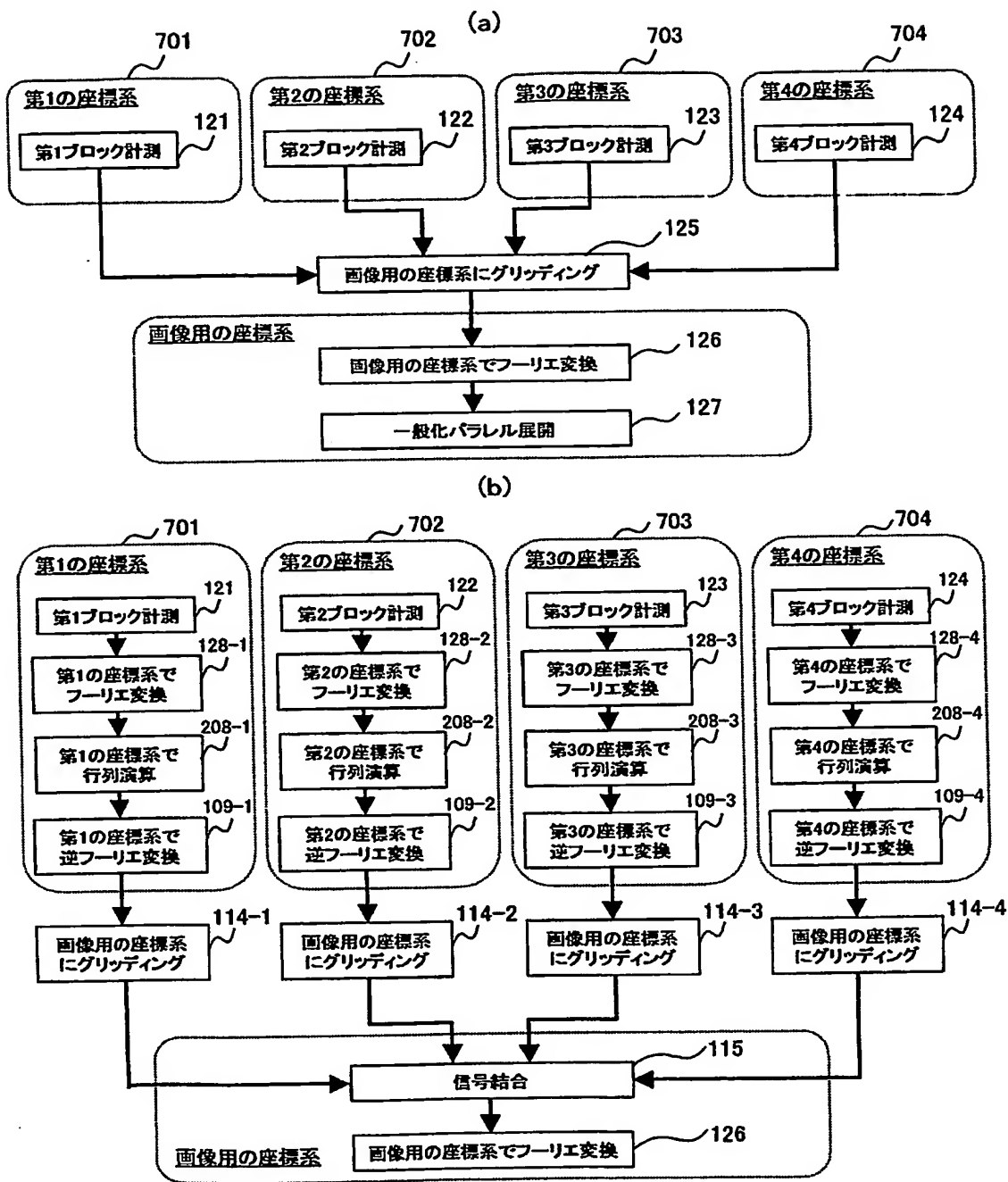
【図 8】



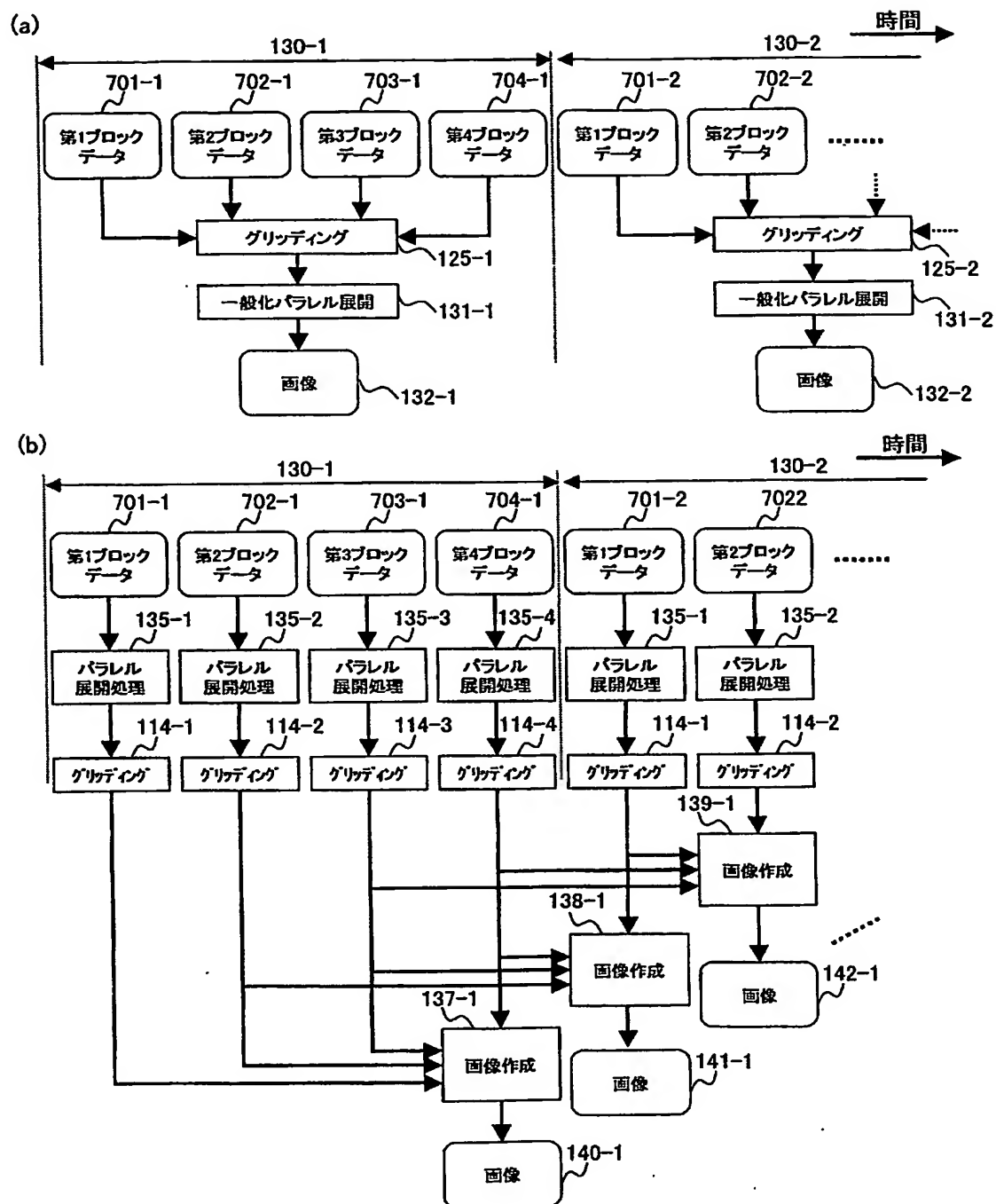
【図 9】



【図10】



【図 11】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 プロペラMRI法に関して、1つのブロックで取得するエコー数を低減しても折り返しアーチファクトを生ずることなく撮影時間の短縮を図り、かつ、演算量を低減して高速演算を可能とすることにより、全体として高速イメージングを可能とする。

【解決手段】 静磁場中に置かれた被検体にRFパルスを照射するとともに、一連の傾斜磁場を印加し、誘導された核磁気共鳴信号(エコー信号)を少なくとも2個以上のRF受信コイルからなるマルチプルRF受信コイルを用いてエコー信号を受信する核磁気共鳴イメージング装置において、プロペラMRI法の1ブロックあたりのエコー数を減じて取得したエコー信号群に対してパラレルMRI法を適用し、折り返しアーチファクトを除去して得られた再構成画像を逆フーリエ変換して当該ブロックに対応する計測空間上のエコー信号群に戻した後、このエコー信号群を任意に定めた画像用の座標系に再配置して合成する処理を、全ブロックのエコー信号群に対して行い、画像用の座標系における合成後のエコー信号群を用いて最終画像を再構成する。

【選択図】 図1



特願 2003-119403

出願人履歴情報

識別番号

[000153498]

1. 変更年月日

1990年 8月10日

[変更理由]

新規登録

住所

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

氏名

株式会社日立メデイコ

This Page is inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☒ COLORED OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REPERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images  
problems checked, please do not report the  
problems to the IFW Image Problem Mailbox**